

Japanese Patent Laid-open Publication No. HEI 11-113918 A

Publication date : April 27, 1999

Applicant : Olympus Optical Co., Ltd. (OLYMPUS CORPORATION)

Title : FORCEPS

5

(57) [Abstract]

[Object] It is a main feature of the present invention to provide a forceps which is capable of largely securing a section modulus of a support arm of a grasping member even if an insertion section which is to be inserted in a body is
10 reduced in diameter, and which is capable of obtaining a sufficient grasping force.

[Means] When a pair of jaws 42a and 42b open and close, supporting arms 43a and 43b move. A knife 62 is disposed in shunt with the supporting arms 43a and 43b at a location deviated from the moving orbit thereof.

15

[0030] As shown in Figs. 4(A) and 4(B), a body of the rod 41 includes a multi-main tube 44 having a plurality of (three, in this embodiment) insertion holes 44a, 44b and 44c. The multi-main tube 44 is made of insulative synthetic resin (e.g., polysulfone, poly ether-ether-keton (PEEK),
20 polyphenylene sulfide, and polyether imid).

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-113918

(43) 公開日 平成11年(1999) 4月27日

(51) Int.Cl.⁶
A 6 1 B 17/28

識別記号
3 1 0

F I
A 6 1 B 17/28

3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願平9-282097
(22) 出願日 平成9年(1997)10月15日

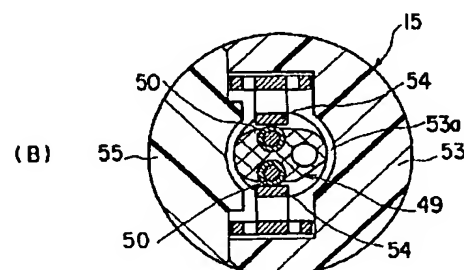
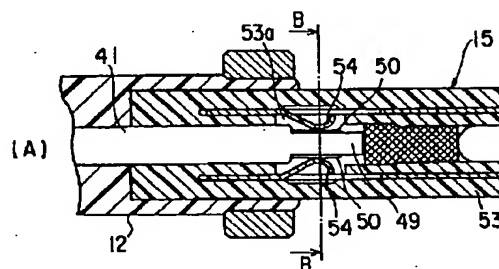
(71) 出願人 000000376
オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(72) 発明者 菊地 康彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 飯田 浩司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

(54) 【発明の名称】 鉗子

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、体内に挿入される挿入部を細径化しても把持部材の支持アームの断面係数を大きく取ることができ、十分な把持力を得ることができる鉗子を提供することを最も主要な特徴とする。

【解決手段】 一对のジョー42a、42bの開閉動作時に支持アーム43a、43bの移動軌道上から外れた位置にナイフ62をオフセット状態で並列に配置したものである。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体内に挿入される挿入部の先端部に開閉する一対の把持部材が配設されるとともに、前記挿入部の先端部側に進退動作可能に延出され、前記把持部材とは独立して動作する切開手段を備えた鉗子において、前記一対の把持部材間の開閉動作時の前記各把持部材の支持要素の移動軌道上から外れた位置に前記切開手段をオフセット状態で並列に配置したことを特徴とする鉗子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は体内に挿入される挿入部の先端部に開閉する一対の把持部材および生体組織を切開する切開手段がそれぞれ配設された鉗子に関する。

【0002】

【従来の技術】一般に、体内に挿入される挿入部の先端部に開閉する一対の把持部材および生体組織を切開するナイフ等の切開手段がそれぞれ配設された鉗子が知られている。この鉗子の一例として例えば、USP 5, 458, 598 (先行例 1) には次のような構成が示されている。

【0003】すなわち、先行例 1 の鉗子には基端部が手元側の操作部に連結された細長いパイプと、このパイプの先端から突没可能に設けられ、互いが絶縁された関係にある一対の把持部材と、生体組織を切開するためのナイフブレードとが設けられている。ここで、一対の把持部材の基端部は円形断面の弾性部材からなる支持アームにそれぞれ接続されている。そして、各把持部材間はこれらの支持アームによって開方向に付勢されている。

【0004】また、一対の把持部材および支持アームはそれぞれパイプの中心軸に対して対称位置に配置されている。さらに、パイプの中心軸上にはナイフのブレードが中心軸方向に前後動可能に配置されている。そして、把持部材はパイプの先端より突出した状態で支持アームによって開き、パイプの先端と支持アームに係合した状態で閉じるようになっている。

【0005】また、USP 5, 573, 535 (先行例 2) には先行例 1 と同様に基端部が手元側の操作部に連結された細長いパイプと、このパイプの先端から突没可能に設けられ、互いが絶縁された関係にある一対の把持部材と、生体組織を切開するためのナイフブレードとを有する鉗子が示されている。そして、この先行例 2 の鉗子では把持部材は板状の支持アームに開方向に付勢された状態で接続されている。

【0006】さらに、一対の把持部材および支持アームはそれぞれパイプの中心軸に対して対称位置に配置されている。さらに、パイプの中心軸上にはナイフのブレードが中心軸方向に前後動可能に配置されている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】ところで、鉗子の使用時に、把持部材間で把持した生体組織をナイフブレードによって確実に切開するためには生体組織を十分な把持力で把持することが必要となる。このとき、把持部材に接続されている支持アームが軟らかすぎると把持部材間で生体組織を抑え込む力が弱くなるので、十分な把持力を得ることができない。

【0008】よって、把持部材間で生体組織を把持する際に、十分な把持力を得るためには支持アームはなるべく大きい断面係数が必要となる。ここで、断面係数が大きい程、固いバネになる。

【0009】しかしながら、上記両先行例に示したような従来構成の鉗子では一対の支持アーム間にナイフブレードのナイフロッドが配置されているので、一対の支持アームとナイフロッドとがパイプの中心軸と直交する方向に並べて配置されることになる。そのため、各支持アームの断面係数を大きくした場合には切開手術用のナイフロッドとの干渉を考慮しなければならないため、一対の支持アームとナイフロッドとの並設方向には大きな設置スペースが必要になり、パイプ径が比較的大きくなる問題がある。

【0010】このようにパイプ径が大きい場合にはこの鉗子を患者の体内に挿入する際に患者の体壁にこの鉗子を挿通するために大きな穴を開ける必要があるため、患者への侵襲が大きくなる問題がある。そのため、特に鉗子の細径化を考えた場合には従来構成の鉗子ではパイプの中に断面係数が大きい支持アームを配設することが難しいので、断面係数が比較的小さい支持アームが使用されることが多く、結果的に把持力の弱い鉗子になり易い問題がある。

【0011】本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、体内に挿入される挿入部を細径化しても把持部材の支持アームの断面係数を大きく取ることができ、十分な把持力を得ることができる鉗子を提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明は、体内に挿入される挿入部の先端部に開閉する一対の把持部材が配設されるとともに、前記挿入部の先端部側に進退動作可能に延出され、前記把持部材とは独立して動作する切開手段を備えた鉗子において、前記一対の把持部材間の開閉動作時の前記各把持部材の支持要素の移動軌道上から外れた位置に前記切開手段をオフセット状態で並列に配置したことを特徴とする鉗子である。そして、挿入部の先端部に配置された一対の把持部材の開閉動作時の各把持部材の支持要素の移動軌道と切開手段とが干渉することを防止することにより、挿入部を細径化しても把持部材の各支持アームの断面係数を大きく取れるようにして一対の把持部材間で十分な把持力を得るようにしたものである。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第1の実施の形態を図1(A)、(B)乃至図10を参照して説明する。図1(A)は本実施の形態の切開機能付きバイポーラ鉗子1全体の概略構成を示すものである。

【0014】本実施の形態の切開機能付きバイポーラ鉗子1には図1(A)に示すように患者の体腔内に挿入される細長い略軸状の挿入部2と、この挿入部2の先端部に配置され、体腔内で生体組織を把持、凝固するための高周波通電可能な処置部3と、挿入部2の基端部に連結

された手元側の操作部4とが設けられている。【0015】さらに、本実施の形態のバイポーラ鉗子1には次の3つの構成要素、すなわち図2(A)に示すハンドルユニット5と、図2(B)に示す鉗子ユニット6と、図2(C)に示すナイフユニット7とが設けられている。そして、これらのハンドルユニット5、鉗子ユニット6およびナイフユニット7がそれぞれ着脱可能に組み付けられ、この組み付け状態で図1(A)に示すバイポーラ鉗子1が構成されている。

【0016】また、ハンドルユニット5にはグリップ部11と、操作パイプ12とが設けられている。ここで、グリップ部11には図2(A)中で上端部に先端部側に延出された先端側延出部13が設けられている。この先端側延出部13の先端部にはリング状のパイプホルダー14が設けられている。そして、このパイプホルダー14内に操作パイプ12が挿通されている。さらに、この操作パイプ12内には鉗子ユニット6が挿通されるようになっている。

【0017】また、グリップ部11の上部には先端側延出部13の後方に鉗子ユニット6の後端部と電気的、機械的に接続するための鉗子ユニット接続部15、この鉗子ユニット接続部15の後方にナイフユニット接続部16がそれぞれ配設されている。そして、鉗子ユニット接続部15には鉗子ユニット6の後端の後述するソケット部49を収納する内腔と、この内腔に収納された鉗子ユニット6のソケット部49を接続する接続手段とが設けられている。

【0018】さらに、操作パイプ12には固定パイプ12aと、この固定パイプ12aに対して挿入部2の中心軸方向に沿ってスライド移動可能な可動パイプ12bとが設けられている。ここで、固定パイプ12aの基端部は図8(A)に示すようにパイプホルダー14内に挿入された状態で固定されている。なお、可動パイプ12bの後端部は後述する回転ノブ86側に延出され、この回転ノブ86を保持する回転部材87に固定されている。

【0019】また、グリップ部11には左右一対の鉗子操作作用のトリガー17と、ナイフ操作作用のナイフレバー18と、後述するラチェットレバー19とが設けられている。ここで、鉗子操作作用のトリガー17は回転ノブ86の回転部材87に、またナイフ操作作用のナイフレバー

18はナイフユニット接続部16にそれぞれ配設されている。

【0020】また、トリガー17はグリップ部11の上端部に回転ピン20を中心に回転自在に連結されている。さらに、このトリガー17には回転ピン20による回転支点の上方部位に上方延出部17aが延設されている。この上方延出部17aには挿入部2の中心軸方向に対して略直交する延設された長孔21が形成されている。この長孔21には外側から係合ピン22が挿入されている。この係合ピン22の先端部には図8(A)に示すように軸受用のガイド部材22aが固定されている。

【0021】また、回転ノブ86の回転部材87の外周面にはリング状溝87aが形成されている。このリング状溝87a内には係合ピン22のガイド部材22aが挿入されている。そして、回転部材87のリング状溝87aに沿って各係合ピン22のガイド部材22aがガイドされる状態で、回転ノブ86の回転部材87が鉗子ユニット6の軸回り方向に回転可能に支持されている。

【0022】なお、グリップ部11内にはこのトリガー17をグリップ部11から離れる方向(図2(A)中で回転ピン20を中心に時計回り方向)に付勢してこのトリガー17を図2(A)に示すようにグリップ部11から最も離れた待機位置(定位置)で常時保持する図示しないばね部材が配設されている。そして、トリガー17をこのばね部材のばね力に抗してグリップ部11側に引き込み操作することにより、図1(A)に示すようにトリガー17全体が回転ピン20を中心に反時計回り方向に回転し、このときトリガー17の上方延出部17aが図1(A)中で左方向に動く動作にともない可動パイプ12bを前方向に動かすようになっている。さらに、この状態で、トリガー17が解放されるとグリップ部11内のばね部材のばね力によってこのトリガー17が図2(B)に示す定位置に戻り、可動パイプ12bを元の後方の待機位置に戻すようになっている。

【0023】また、鉗子ユニット接続部15の後端部には後方に向けてスライドガイド23が突設されている。そして、このスライドガイド23の後端部にケーブル接続部24が設けられている。

【0024】また、ナイフ操作作用のナイフレバー18はグリップ部11の両側に配置され、トリガー17と同様にグリップ部11に回転ピン25を中心に回転自在に連結されている。さらに、ナイフレバー18には回転ピン25による回転支点の上方に略V字状に延出された前後2つの上方延出部26、27が形成されている。そして、前側の上方延出部26にはグリップ部11の側方に向けて屈曲された手掛け用の屈曲部28、後側の上方延出部27には長孔29がそれぞれ形成されている。なお、ナイフレバー18は常時は図示しないばね部材によって図1(A)に示す待機位置で保持されている。

【0025】また、ナイフユニット接続部16には鉗子

ユニット接続部15のスライドガイド23に対して摺動可能に配設されたスライダ30が設けられている。このスライダ30には鉗子ユニット6のチャンネル内を通して延出されたナイフユニット7の後端部の後述するユニット接続部64が図示しないナイフユニット係止手段によって係脱可能に係合されるようになっている。さらに、このナイフユニット接続部16のスライダ30の側面にはナイフレバー18の長孔29に挿入される係合ピン31が突設されている。

【0026】また、鉗子ユニット6には図2(B)に示すように細長いロッド部41が設けられている。このロッド部41の先端部には開閉する一対のジョー(把持部材)42a、42bと、これらのジョー42a、42bを拡開させる方向に付勢する弾性部材からなる支持アーム(支持要素)43a、43bとが設けられている。

【0027】ここで、ジョー42a、42bは例えば導電性の金属材料(具体的にはSUS304-WPB等のばね用ステンレス鋼線、ピアノ線、チタン合金等の特殊ばね用合金)によって形成されている。そして、一方のジョー42aは支持アーム43aの先端部に、他方のジョー42bは支持アーム43bの先端部にそれぞれ固定されている。

【0028】また、本実施の形態のジョー42a、42b間の各対向面には図3に示すように挿入部2の中心軸方向に沿って複数の歯44a、44bが連続的に並設された略鋸刃状の組織把持面45a、45bが形成されている。ここで、ジョー42a、42bの各歯44a、44bの凹凸形状は一様ではなく、次のように形成されている。すなわち、各ジョー42a、42bの先端部には歯の凹凸が小さい第1の歯44a₁、44b₁が複数並設され、各ジョー42a、42bの後端部には第1の歯44a₁、44b₁よりも歯の凹凸が大きい第2の歯44a₂、44b₂が複数並設されている。そのため、本実施の形態の各ジョー42a、42bの組織把持面45a、45bの歯44a、44bの凹凸形状は先端部の方が後端部に比べて小さくなっている。なお、各ジョー42a、42bの先端部側から後端部側に向かうにしたがって歯44a、44bの形状が徐々に大きくなる構成にしてもよい。さらに各歯44a、44bの頂部は組織を傷つけないよう図3に示すように鋭利でなく平坦になっているか丸みを帯びている。

【0029】また、本実施の形態の各支持アーム43a、43bの先端部側は図3(B)に示すように断面形状が円形状の円形軸部43a₁、43b₁によって形成されている。さらに、各支持アーム43a、43bの円形軸部43a₁、43b₁の後端側には図3(C)に示すように外周面の一部を平面状に切り欠いた切欠部43a₂、43b₂がそれぞれ形成されている。ここで、各切欠部43a₂、43b₂は各支持アーム43a、43b間の対向面側にそれぞれ配置されている。これによ

り、各支持アーム43a、43bの円形軸部43a₁、43b₁はその軸心方向に沿って後端側から先端部側まで断面形状が変化するよう設定されている。なお、各支持アーム43a、43bの円形軸部43a₁、43b₁における各切欠部43a₂、43b₂の長さは必要に応じて適宜設定されている。

【0030】また、ロッド部41の本体は図4(A)、(B)に示すように複数、本実施の形態では3つの挿通孔44a、44b、44cを備えたマルチルーメンチューブ44によって形成されている。このマルチルーメンチューブ44は絶縁性の合成樹脂材料(例えばポリサルフォン、PEEK、ポリフェニレンサルファイド、ポリエーテルイミド等)によって形成されている。

【0031】さらに、マルチルーメンチューブ44の2つの挿通孔44a、44bには支持アーム43a、43bに連結された棒部材45a、45bが挿通され、汚物等の進入がないよう接着剤または充填材によって隙間を埋めた状態で装着されている。ここで、各棒部材45a、45bは芯金46と、この芯金46の外周面を被覆する絶縁チューブ47とによって形成されている。ただし、マルチルーメンチューブ44の絶縁が十分であれば各棒部材45a、45bは必ずしも絶縁チューブ47に被覆されている必要はない。なお、マルチルーメンチューブ44の残りの挿通孔44cにはナイフユニット7が挿通されるようになっている。

【0032】また、マルチルーメンチューブ44の外周面には外管48が装着されている。さらに、このマルチルーメンチューブ44の後端部には絶縁材料である合成樹脂材料からなるソケット部49が配設されている。

【0033】このソケット部49には図4(C)に示すように2つの凹陥部49a、49bと、1つの挿通孔49cとが形成されている。ここで、このソケット部49の2つの凹陥部49a、49bはマルチルーメンチューブ44の2つの挿通孔44a、44bにそれぞれ連通されている。さらに、ソケット部49の挿通孔49cはマルチルーメンチューブ44の挿通孔44cに連通され、ナイフユニット7が挿通されるようになっている。

【0034】また、各凹陥部49a、49bには棒部材45a、45bの後端部がそれぞれ挿通されている。ここで、棒部材45a、45bの後端部には図4(A)に示すように絶縁チューブ47が被覆されていない芯金46の露出部が形成されており、この芯金46の露出部に金属等の導電材料によって形成された管状電極50が固定されている。

【0035】さらに、ソケット部49の2つの凹陥部49a、49bの各開口部には棒部材45a、45bの後端部の管状電極50の一部が外部側に露出状態で配設されている。そして、この2か所の管状電極50の露出部分によってハンドルユニット5の鉗子ユニット接続部15と電気的接続を行う高周波通電用の電気接続部51が

形成されている。この電気接続部51の2か所の電気接点(管状電極50の露出部分)は各棒部材45a、45bの芯金46および支持アーム43a、43bを介して処置部3のジョー42a、42bにそれぞれ接続されている。

【0036】また、ハンドルユニット5の鉗子ユニット接続部15には図5(A)、(B)に示すように鉗子ユニット6の後端のソケット部49を収納する収納凹部53aを備えた絶縁材料である合成樹脂材料からなる受け部材53が設けられている。この受け部材53の収納凹部53aには鉗子ユニット6のソケット部49の管状電極50に電気的に接続可能な一對の板ばね状の接続電極54が設けられている。これらの接続電極54は図5

(A)に示すように鉗子ユニット6のロッド部41の軸方向と直交する方向に離間対向配置されている。

【0037】そして、受け部材53の収納凹部53a内に鉗子ユニット6の後端のソケット部49が挿入された状態で、図5(B)に示すようにソケット部49の2つの管状電極50にこれらの接続電極54が両側からそれぞれ圧接されてソケット部49の2つの管状電極50と接続電極54との間が電気的に接続されるようになっている。

【0038】なお、鉗子ユニット6の管状電極50及び鉗子ユニット接続部15の接続電極54は両者の接続時の電気抵抗を下げるとともに、着脱時の削れによる電気抵抗上昇を防止するため、表面に金メッキ、ニッケルクロムメッキ等の表面処理が施されている。

【0039】さらに、ハンドルユニット5の鉗子ユニット接続部15には受け部材53の収納凹部53aを覆う絶縁材料である合成樹脂材料からなるカバー部材55が装着されている。そして、このカバー部材55と受け部材53との間で受け部材53の収納凹部53aが密閉状態で閉塞されている。

【0040】また、本実施の形態ではハンドルユニット5と鉗子ユニット6との組み付け時には鉗子ユニット6がハンドルユニット5の操作パイプ12内に挿通され、鉗子ユニット6の電気接続部51がハンドルユニット5の鉗子ユニット接続部15に係脱可能に連結されるようになっている。

【0041】ここで、トリガー17がグリップ部11内のばね部材のばね力によって図2(A)に示す待機位置で保持され、可動パイプ12bが後方の待機位置で保持されている場合には鉗子ユニット6のジョー42a、42bは支持アーム43a、43bのばね力によって図1(B)に示すように拡開された状態で保持されるようになっている。

【0042】さらに、この待機状態で、トリガー17をグリップ部11内のばね部材のばね力に抗して図1

(A)に示すように待機位置から回転ピン20を中心に反時計回り方向に回転させる回転操作にともない操作パ

イプ12の可動パイプ12bが操作パイプ12の中心軸に沿って前方向に移動された場合には、この可動パイプ12bの前進動作にともない鉗子ユニット6のジョー42a、42bが支持アーム43a、43bのばね力に抗して図1(A)に示すように閉じられるようになっている。そのため、トリガー17を操作して操作パイプ12の可動パイプ12bを操作パイプ12の中心軸方向に移動させることにより、鉗子ユニット6のジョー42a、42bを開閉操作することができるようになっている。

10 【0043】また、ナイフユニット7には図2(C)に示すように細長いナイフロッド61が設けられている。このナイフロッド61の先端部にはナイフ(切開手段)62が設けられている。

【0044】このナイフ62の先端部には生体組織を切開するための切り刃部63が配設されている。この切り刃部63はナイフロッド61の中心線方向に対して斜めに傾斜された状態で形成されている。

【0045】さらに、ナイフ62の後端部にはナイフロッド61の先端部が接合固定されている。このナイフロッド61の後端部にはハンドルユニット5のナイフユニット接続部16に接続されるユニット接続部64が設けられている。

【0046】また、本実施の形態のナイフユニット7はハンドルユニット5と鉗子ユニット6との組み付け体に組み付けられるようになっている。このナイフユニット7の組み付け作業時には鉗子ユニット6におけるロッド部41の挿通孔44cにナイフユニット7が挿通されたのち、ソケット部49の挿通孔44cからこのナイフユニット7の後端部が後方に引き出され、グリップ部11のナイフユニット接続部16に係脱可能に連結されるようになっている。そして、このナイフユニット7はナイフ操作のナイフレバー18の操作にともない鉗子ユニット6のジョー42a、42bとは独立して動作するようになっている。

40 【0047】ここで、ナイフレバー18の操作時にはナイフレバー18は図1(A)中で、回転ピン25を中心に反時計回り方向に回転され、このナイフレバー18の回転動作にともないスライダ30が前方向に移動されてナイフユニット7が前方に押し出し操作されるようになっている。

【0048】また、本実施の形態では図6に示すようにナイフユニット7のナイフ62は一對のジョー42a、42bの開閉時の支持アーム43a、43b間の移動軌道上から外れた位置にオフセット状態で並列に配置されている。この場合、操作パイプ12の可動パイプ12bにはジョー42a、42bの開閉時に鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bの移動を案内する切り欠き状の案内部65が設けられている。

50 【0049】さらに、鉗子ユニット6の各ジョー42a、42bの内部には図7(A)、(B)に示すように

ナイフユニット7の操作時にナイフ62の進退動作をガイドするスリット(ガイド手段)52が設けられている。そして、ナイフユニット7の操作時には鉗子ユニット6の各ジョー42a、42bのスリット52に沿ってナイフ62がナイフユニット7の中心軸方向に進退動作されるようになっている。

【0050】また、このときジョー42a、42bの先端側はスリット52を中心に均等な幅となっており、全体としては左右非対称の形状を成している。これはスリット52の両側を止血するのに必要最小限な幅とすることで全体の組織接触面積を減少させ、電流密度を高め、効率よく組織を凝固することを目的としている。

【0051】また、ナイフ62の先端部には切り刃部63を保護する突き当て部(切り刃部保護手段)66が形成されている。この突き当て部66はジョー42a、42bのスリット52に沿ってナイフ62が前進した際に、各ジョー42a、42bのスリット52の前端部にこの突き当て部66を当接させることにより、このナイフ62の切り刃部63の刃付け部が各ジョー42a、42bのスリット52の前端部に直接当接することを防止して切り刃部63を保護するものである。

【0052】また、本実施の形態のバイポーラ鉗子1には可動パイプ12bの中心軸を回転中心として鉗子ユニット6をロッド部41の軸回り方向に回転駆動する図8(A)に示す回転駆動機構56が設けられている。この回転駆動機構56は次のように構成されている。

【0053】すなわち、ハンドルユニット5のグリップ部11の上部には前後方向の略中央位置に左右一対の支持アーム57が上向きに突設されている。各支持アーム57には内方向に向けて軸受用のガイド部材58が突設されている。

【0054】さらに、鉗子ユニット接続部15の前端部外周面にはリング状溝59が形成されている。このリング状溝59内には各支持アーム57のガイド部材58が挿入されている。そして、鉗子ユニット接続部15のリング状溝59に沿って各支持アーム57のガイド部材58がガイドされる状態で、鉗子ユニット接続部15が鉗子ユニット6のロッド部41の軸回り方向に回転可能に支持されている。

【0055】さらに、鉗子ユニット接続部15の前端面には2つのガイド棒固定穴15aが形成されている。これらのガイド棒固定穴15aは鉗子ユニット接続部15の軸心部に形成された鉗子ユニット6の挿通孔の両側に配置されている。

【0056】また、パイプホルダー14には図8(B)に示すようにハンドルユニット5の先端側延出部13の先端部に固定された固定部材14aが設けられている。この固定部材14aの後端面には円形穴14bが形成されている。

【0057】さらに、パイプホルダー14の円形穴14

bの軸心部には円筒状の軸受部材14cが固定されている。このパイプホルダー14の円形穴14bと軸受部材14cとの間にはリング状のガイド支持部材88が挿入されている。そして、このガイド支持部材88は鉗子ユニット6のロッド部41の軸回り方向に回転可能に支持されている。

【0058】また、ガイド支持部材88の後端面には2つのガイド棒固定穴88aが形成されている。これらのガイド棒固定穴88aはガイド支持部材88の軸心部に形成された鉗子ユニット6の挿通孔の両側に配置されている。さらに、このガイド支持部材88の外周面には溝88bが複数設けられ、洗浄しやすくなっている。

【0059】また、パイプホルダー14と鉗子ユニット接続部15との間には平行に配置された2本のガイド棒89が架設されている。ここで、2本のガイド棒89の先端部はパイプホルダー14のガイド支持部材88の2つのガイド棒固定穴88a内に挿入された状態で固定されている。さらに、2本のガイド棒89の後端部は鉗子ユニット接続部15の2つのガイド棒固定穴15a内に挿入された状態で固定されている。

【0060】また、回転駆動機構56の操作用の回転ノブ86は前方のパイプホルダー14と後方の鉗子ユニット接続部15との間で、かつトリガー17のほぼ真上に配設されている。そして、ハンドルユニット5を使用者が握った時にトリガー17を操作する手の指と同じ指(人差し指)が届く位置に回転ノブ86が配置されている。

【0061】さらに、回転ノブ86は回転部材87の前端部に固定されている。この回転部材87には2つのガイド棒挿通孔87bが形成されている。そして、これらのガイド棒挿通孔87b内には2本のガイド棒89がそれぞれスライド自在に貫通されている。

【0062】そして、回転ノブ86の回転操作時にはこの回転ノブ86と一体に回転する回転部材87を介して2本のガイド棒89が可動パイプ12bの中心軸を回転中心として鉗子ユニット6のロッド部41の軸回り方向に回転駆動される。さらに、2本のガイド棒89によって鉗子ユニット接続部15が鉗子ユニット6のロッド部41の軸回り方向に回転駆動される。これにより、鉗子ユニット接続部15とともに鉗子ユニット6全体が鉗子ユニット6のロッド部41の軸回り方向に回転駆動されるようになっている。

【0063】また、パイプホルダー14の固定部材14aおよび軸受部材14cには送水孔90が設けられている。この送水孔90の内端部は固定パイプ12aと可動パイプ12bとの間に形成される送水路に連通されている。そして、この送水孔90から固定パイプ12aと可動パイプ12bとの間の送水路に送水して洗浄可能である。

【0064】なお、鉗子ユニット接続部15には鉗子ユ

ニット6を固定するためのストッパー部材131が設けられている。このストッパー部材131には鉗子ユニット6のロッド部41の外周面に形成された切欠き部41aと係合する係合部131aが形成されている。そして、このストッパー部材131は板ばね部材132によって係合部131aがロッド部41の切欠き部41aと係合する方向に付勢されている。

【0065】鉗子ユニット6の円周方向の位置決めは、ストッパー部材131との係合により行ってもよいが、ストッパー部材131とは別に、鉗子ユニット接続部15に図示しない係合ピンを設け、この係合ピンを鉗子ユニット6に設けた溝部（図示せず）に係合するようにしてもよい。

【0066】また、グリップ部11の内部にはトリガー17を回転させて処置部3の各ジョー42a、42bの開閉操作を行う際に、このグリップ部11に対してトリガー17を閉じるハンドル開方向（図2（A）中で回転ピン20を中心にトリガー17を反時計回り方向に回転させる方向）への動きのみを許し、グリップ部11に対してトリガー17を開くハンドル開き方向（図2（A）中で回転ピン20を中心にトリガー17を時計回り方向に回転させる方向）へのトリガー17の動きを無段階に固定する図9に示すような無段階式のラチェット機構71が設けられている。この無段階式のラチェット機構71は次のように構成されている。

【0067】すなわち、トリガー17の下縁部には図9に示すように略円弧形状の下縁円弧部17aが形成されている。この下縁円弧部17aの円弧はトリガー17の回転軌道に沿って略同心円状に形成されている。

【0068】また、グリップ部11の上部には回転ピン20の下側にトリガー17の装着穴72が形成されている。さらに、このトリガー装着穴72の下縁部にはトリガー17の下縁円弧部17aと離間対向配置される傾斜面73が形成されている。この傾斜面73はトリガー17の下縁円弧部17aとの間の離間距離が前方に向かうにしたがって徐々に小さくなるように設定されている。なお、トリガー17の下縁円弧部17aとグリップ部11の傾斜面73との間の拡開角度 α は鋭角な適宜の角度に設定されている。

【0069】さらに、グリップ部11の内部には略L字状のロックアーム74が設けられている。このロックアーム74の一端部はグリップ部11の背面板に回転支点75を介して回転可能に取付けられている。

【0070】また、ロックアーム74の他端部の自由端側には前側延出部74aと、後ろ側延出部74bと、後方に向けて突出されたばね受け部74cとが設けられている。ここで、前側延出部74aにはトリガー17の下縁円弧部17aとトリガー装着穴72の傾斜面73との間に挿脱可能に介挿されるくさび部材76が設けられている。このくさび部材76にはロックアーム74の前側

延出部74aに固定された支軸77に回転自在に軸支されたくさびパイプ78が設けられている。さらに、ロックアーム74の後ろ側延出部74bにはロック用の係合溝79aと、係合ガイド用凸部79bとが形成されている。

【0071】また、グリップ部11の背面板には略U字状の板ばね部材80の一端部が取付けられている。この板ばね部材80の自由端部はロックアーム74のばね受け部74cに当接されている。そして、この板ばね部材80によってロックアーム74の自由端側を前方向に押圧する方向に付勢するようになっている。

【0072】また、トリガー17を回転させて処置部3の各ジョー42a、42bの開閉操作を行う際に、無段階式のラチェット機構71は次のように動作する。すなわち、常時は板ばね部材80のばね力によってロックアーム74の自由端側が前方向に押圧され、くさび部材76のくさびパイプ78がトリガー17の下縁円弧部17aとトリガー装着穴72の傾斜面73との間に挿入された状態で保持される。そして、グリップ部11に対してトリガー17を図2（A）に示すようにグリップ部11から最も離れた待機位置からハンドル開方向に動かす動作中はトリガー17からくさび部材76のくさびパイプ78に図8中で右方向に押出す方向の押圧力が加えられる。そのため、この状態ではくさび部材76のくさびパイプ78と、トリガー17の下縁円弧部17aと、トリガー装着穴72の傾斜面73との各接合面間は摩擦係合の解除状態で保持され、トリガー17は自由にハンドル開方向に動かすことができる。

【0073】ここで、トリガー17が逆にハンドル開方向に回転する場合にはトリガー17からくさび部材76のくさびパイプ78に図9中で、左方向に引き込む方向の力が加えられる。そのため、この状態ではくさび部材76のくさびパイプ78がトリガー17の下縁円弧部17aと、トリガー装着穴72の傾斜面73との各接合面間に摩擦係合されるので、トリガー17がハンドル開方向に回転することが防止され、このときのトリガー17の動きが固定される。なお、トリガー17がハンドル開方向に回転する方向への動きの固定は無段階に行なわれる。

【0074】また、本実施の形態のバイポーラ鉗子1にはラチェット機構71の機能が有効な状態で保持するオン状態と、ラチェット機構71の機能を無効にするオフ状態とに切換え操作するラチェットレバー19が設けられている。このラチェットレバー19の基端部はグリップ部11の側板の外面に支軸81を介して回転可能に取付けられている。ここで、ラチェットレバー19は図1（A）中に実線で示すオン位置と、同図中に仮想線で示すオフ位置との間で回転されるようになっている。

【0075】さらに、支軸81の内端部にはロック解除用の操作板82の一端部が固定されている。この操作板

82の他端部にはロックアーム74の係合溝79aに係合可能に係合される係合ピン83が固定されている。

【0076】そして、ラチェットレバー19が図1

(A)中に実線で示すオン位置で保持されている場合には図9に示すように操作板82の係合ピン83はロックアーム74の係合溝79aから外れた係合解除位置で保持される。この場合には板ばね部材80のばね力によってくさび部材76のくさびパイプ78がトリガー17の下縁円弧部17aとトリガー装着穴72の傾斜面73との間に挿入された状態で保持され、ラチェット機構71の機能が有効なオン状態で保持されるようになっている。

【0077】また、ラチェットレバー19が図1(A)中に仮想線で示すオフ位置に回動された場合には図10に示すように操作板82の係合ピン83が係合ガイド用凸部79bにガイドされてロックアーム74の係合溝79aに係合される。このとき、ロックアーム74が板ばね部材80のばね力に逆らって図10中で時計回り方向に回動され、くさび部材76のくさびパイプ78がトリガー17の下縁円弧部17aとトリガー装着穴72の傾斜面73との間から引き抜かれてラチェット機構71の機能を無効にするオフ状態に切換えられるようになっている。

【0078】次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態のバイポーラ鉗子1はハンドルユニット5と、鉗子ユニット6と、ナイフユニット7とを図1

(A)に示すように一体的に組み付けた状態で使用される。

【0079】そして、初期状態では操作部4のトリガー17は図2(A)に示すようにグリップ部11から最も離れた待機位置で保持され、操作パイプ12の可動パイプ12bは挿入部2の中心軸方向の移動範囲の最後端位置で保持される。さらに、ラチェットレバー19は図1(A)中に実線で示すオン位置で保持され、操作板82の係合ピン83は図9に示すようにロックアーム74の係合溝79aから外れた係合解除位置で保持される。

【0080】この状態では図2(B)に示すように処置部3の一对の支持アーム43a、43b全体が操作パイプ12の可動パイプ12bの外部に突出され、2つのジョー42a、42b間は開状態で保持される。さらに、無段階式のラチェット機構71は図9に示すように操作板82の係合ピン83がロックアーム74の係合溝79aから外れた係合解除位置で保持され、板ばね部材80のばね力によってくさび部材76のくさびパイプ78がトリガー17の下縁円弧部17aとトリガー装着穴72の傾斜面73との間に挿入されてラチェット機構71の機能が有効なオン状態で保持される。

【0081】また、バイポーラ鉗子1の使用時にはトリガー17をグリップ部11側に引き込み操作することにより、処置部3のジョー42a、42bが次のように閉

操作される。すなわち、トリガー17を図1(A)中で回動ピン20を中心に反時計回り方向(ハンドル閉方向)に回動させる動作にともない操作パイプ12の可動パイプ12bは軸方向前方へ移動する。この可動パイプ12bの前進動作にともない鉗子ユニット6の支持アーム43a、43bは後端側から可動パイプ12bの内部に徐々に引き込まれる。そして、可動パイプ12bが挿入部2の中心軸方向の移動範囲の最先端位置まで前進すると鉗子ユニット6の支持アーム43a、43b全体が可動パイプ12bの内部に引き込まれるので、図1

(A)に示すように鉗子ユニット6のジョー42a、42b間は閉じられる。

【0082】また、トリガー17をグリップ部11側に引き込み操作する方向(ハンドル閉方向)の操作力がトリガー17に作用した場合にはトリガー17からくさび部材76のくさびパイプ78に図9中で右方向に押出す方向の押圧力が加えられる。そのため、この状態ではくさび部材76のくさびパイプ78と、トリガー17の下縁円弧部17aと、トリガー装着穴72の傾斜面73との各接合面間は摩擦係合の解除状態で保持され、トリガー17は自由にハンドル閉方向に動かすことができる。

【0083】ここで、トリガー17が逆にハンドル開方向に回動する場合にはトリガー17からくさび部材76のくさびパイプ78に図9中で、左方向に引き込む方向の力が加えられる。そのため、この状態ではくさび部材76のくさびパイプ78がトリガー17の下縁円弧部17aと、トリガー装着穴72の傾斜面73との各接合面間に摩擦係合されるので、トリガー17がハンドル開方向に回動することが防止され、このときのトリガー17の動きが固定される。

【0084】したがって、トリガー17をグリップ部11側に引き込み操作する操作中は、ラチェット機構71によってこのトリガー17が反対方向には動かない状態で保持されるので、図1(A)に示すように鉗子ユニット6のジョー42a、42b間が開状態の場合にはこのジョー42a、42b間の閉状態が維持される。

【0085】また、鉗子ユニット6のジョー42a、42b間が開状態、ラチェット機構71によってジョー42a、42b間の閉状態が維持されている状態で、ラチェットレバー19を図1(A)中に仮想線で示すオフ位置に回動させた場合には図10に示すように操作板82の係合ピン83が係合ガイド用凸部79bにガイドされてロックアーム74の係合溝79aに係合される。このとき、ロックアーム74が板ばね部材80のばね力に逆らって図9中で時計回り方向に回動され、くさび部材76のくさびパイプ78がトリガー17の下縁円弧部17aとトリガー装着穴72の傾斜面73との間から強制的に引き抜かれてラチェット機構71の機能を無効にするオフ状態に切換えられる。

【0086】そのため、この状態ではトリガー17はラ

チェットレバー19による解除動作をすることなく、トリガー17をジョー42a、42bの開操作方向と反対方向に動かしてジョー42a、42b間を開くことができ、ジョー42a、42b間を自由に開閉動作させることができる。

【0087】さらに、本実施の形態では上述したようにトリガー17を操作して可動パイプ12bを進退させた際に、ハンドルに対してジョー42a、42bは定位置のまま開閉する。この時、回転ノブ86に対して上下方向にも力がかかるが、ガイド棒89があるため回転ノブ86は上下には動くことなく水平に移動する。

【0088】また、回転ノブ86を回転させると、回転力がガイド棒89、鉗子ユニット接続部15、鉗子ユニット6、ジョー42a、42bの順で伝達される。そして、この回転ノブ86と一体に回転する回転部材87を介して2本のガイド棒89が可動パイプ12bの中心軸を回転中心として鉗子ユニット6のロッド部41の軸回り方向に回転駆動される。さらに、2本のガイド棒89によって鉗子ユニット接続部15が鉗子ユニット6のロッド部41の軸回り方向に回転駆動される。これにより、鉗子ユニット接続部15とともに鉗子ユニット6全体が鉗子ユニット6のロッド部41の軸回り方向に回転駆動される。このとき、鉗子ユニット6と可動パイプ12bとは同時に回転する。

【0089】また、本実施の形態ではジョー42a、42b間で生体組織を把持した状態で、ジョー42a、42b間に高周波電力を供給することにより、ジョー42a、42b間の生体組織の凝固処置が行われる。

【0090】さらに、ジョー42a、42b間の生体組織を凝固した後に、ナイフレバー18の操作によってナイフユニット7が駆動される。このレバー18の操作時にはレバー18は回転ピン25を中心に図1中で反時計回り方向に回転操作される。このとき、レバー18が回転される動作にともないナイフユニット接続部16のスライダ30が挿入部2の軸方向前方へ進み、このスライダ30と一緒にナイフユニット7全体が前方へ移動する。これにより、ナイフユニット7のナイフ62が各ジョー42a、42bのスリット52に沿って前進し、このナイフ62の切り刃部63によって生体組織の凝固部分が切開される。

【0091】さらに、このナイフユニット7の前進動作中、ナイフユニット7が最前端位置まで移動するとナイフ62の突き当て部66が各ジョー42a、42bのスリット52の前端部に当接される。これにより、ナイフ62の切り刃部63の刃付け部が各ジョー42a、42bのスリット52の前端部に直接当接することが防止されるので、切り刃部63が保護される。

【0092】また、生体組織の切開後、ナイフレバー18が解放される。このとき、レバー18は図示しないばね部材のばね力によって初期位置の方向に回転し、ナイ

フユニット接続部16と一緒にナイフユニット7全体が手元側へ移動される。そのため、ナイフユニット7のナイフ62が操作パイプ12の内部に引き込まれ、収納される。

【0093】また、本実施の形態では各ジョー42a、42bの先端部には歯の凹凸が小さい第1の歯44a₁、44b₁が複数並設され、各ジョー42a、42bの後端部には第1の歯44a₁、44b₁よりも歯の凹凸が大きい第2の歯44a₂、44b₂が複数並設されている。この場合、歯の凹凸が大きい第2の歯44a₂、44b₂の部分では各ジョー42a、42b間で生体組織を把持した際に生体組織を噛み込む量も大きいため、強い把持力が得られる。また、歯の凹凸が小さい第1の歯44a₁、44b₁の部分では細いもの、特に壁面の病巣を摘むことができ、繊細な処置ができる。そのため、各ジョー42a、42bの組織把持面45a、45bの先端部の歯の凹凸が小さい第1の歯44a₁、44b₁で繊細な処置を行い、また、切開を必要とする場合は第1の歯44a₁、44b₁よりも歯の凹凸の大きさが大きい第2の歯44a₂、44b₂の部分で十分に強く生体組織を把持することができる。

【0094】そこで、上記構成のものにあつては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では図5に示すようにナイフユニット7のナイフ62は一对のジョー42a、42bの開閉時の支持アーム43a、43b間の移動軌道上から外れた位置にオフセット状態で並列に配置されているので、ジョー42a、42bの開閉動作時に各ジョー42a、42bの支持アーム43a、43bの移動軌道とナイフユニット7のナイフ62とが干渉することを防止することができる。そのため、挿入部2を細径化しても各ジョー42a、42bの支持アーム43a、43bの断面係数を従来に比べて大きく取ることができるので、各ジョー42a、42bの支持アーム43a、43bの剛性を高め、一对のジョー42a、42b間で十分な把持力を得ることができる。同様に、ナイフロッド61のロッド径が小さくなることを防止してナイフロッド61の剛性を高めることもできる。

【0095】さらに、本実施の形態では操作パイプ12の可動パイプ12bに切り欠き状の案内部65を設け、ジョー42a、42bの開閉時に可動パイプ12bの前進動作にともない鉗子ユニット6の支持アーム43a、43bが後端側から可動パイプ12bの内部に徐々に引き込まれる動作中、鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bの移動を可動パイプ12bの案内部65で案内するようにしている。そのため、可動パイプ12bの前進動作にともない鉗子ユニット6の支持アーム43a、43bが可動パイプ12bの内部に徐々に引き込まれる動作中、鉗子ユニット6の支持アーム43a、43bが可動パイプ12bの案内部65で規制される方向から外れる方向に移動することを防止することができるの

で、鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bが可動パイプ12bの中心軸方向に寄ってくることを防止して各ジョー42a、42bの支持アーム43a、43bの移動軌道とナイフユニット7のナイフ62とが干渉することを確実に防止することができる。

【0096】また、本実施の形態では鉗子ユニット6のロッド部41の本体を絶縁性のマルチルーメンチューブ44によって形成し、支持アーム43a、43bに連結された棒部材45a、45bをマルチルーメンチューブ44の2つの挿通孔44a、44bに挿通状態で装着するとともに、残りの挿通孔44cにナイフユニット7を挿通させるようにしたので、鉗子ユニット6のロッド部41内の電気的な絶縁構造を簡略化することができる。そのため、鉗子ユニット6のロッド部41の内部構造を簡素化して鉗子ユニット6のロッド部41の外径寸法を比較的小さくして鉗子ユニット6のロッド部41を細径化することができる。その結果、バイポーラ鉗子1の使用時に患者の体壁に形成されるこのバイポーラ鉗子1の挿入孔の大きさを小さくすることができ、患者の体壁への侵襲を少なくすることができる効果がある。

【0097】また、本実施の形態では各支持アーム43a、43bの円形軸部43a1、43b1の後端側に外周面の一部を平面状に切り欠いた切欠部43a2、43b2を形成したので、各支持アーム43a、43bの円形軸部43a1、43b1の軸心方向に沿って後端側から先端部側まで断面形状を変化させ、各支持アーム43a、43bの先端部側と後端側との間で各支持アーム43a、43bのばね特性を変化させることができる。そして、本実施の形態では各支持アーム43a、43bの後端側の断面係数は小さく、先端部側の断面係数は大きくするようにしている。

【0098】そのため、各支持アーム43a、43bの手元側では各支持アーム43a、43bの断面係数が小さく、ばねが柔らかいので、鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bの開閉動作をスムーズに行うことができる。さらに、各支持アーム43a、43bの先端側の断面係数は大きいので、ジョー42a、42b間で生体組織を把持したときに強い把持力が得られる。その結果、本実施の形態では鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bの開閉動作をスムーズに行なうことができるとともに、ジョー42a、42b間で生体組織を把持したときに強い把持力が得られる効果がある。

【0099】また、本実施の形態ではハンドルユニット5の鉗子ユニット接続部15に2つの接続電極54を鉗子ユニット6のロッド部41の軸方向と直交する方向に離間対向配置させた状態で並列に設けたので、2つの接続電極を軸方向に直列に配置した場合のように絶縁部材を直列に配置することが不要となる。そのため、ハンドルユニット5と鉗子ユニット6との間の電気接続部51の構造が簡略化できるので、鉗子ユニット6を細径化で

きるとともに、ハンドルユニット5と鉗子ユニット6との間の電気接続部51を短くできる。すなわち、ハンドル全体を小さくできる効果がある。

【0100】また、本実施の形態では旋回式のトリガー17により、ジョー42a、42bが定位置のまま開閉するので、操作しやすい。さらに、トリガー17の操作時には回転ノブ86に対して上下方向にも力がかかるが、ガイド棒89があるため回転ノブ86は上下には動くことなく水平に移動させることができる。そのため、操作パイプ12の可動パイプ12bに曲げの力がかからず変形を防止でき、鉗子ユニット6の外径を小さくできる。

【0101】また、ガイド棒89はハンドルの外に露出されているため、洗浄しやすい。さらに、回転ノブ86はトリガー17のほぼ真上にあるため、ハンドルユニット5のグリップ部11を使用者が握った時にトリガー17を操作する手の指と同じ指（人差し指）が回転ノブ86に届く。そのため、片手でハンドルのグリップ部11を握ったままの状態で回転ノブ86を操作して鉗子ユニット6を回転できるため、操作性がよい。

【0102】また、回転ノブ86の操作時には鉗子ユニット6と可動パイプ12bとが同時に回転するため、鉗子ユニット6の回転操作時の摩擦低減が可能である。さらに、鉗子ユニット6には突起等の手段が不要であり、構造が簡略化できるとともに細径化できる効果がある。

【0103】また、図11は本発明の第2の実施の形態を示すものである。本実施の形態は図11に示すように操作パイプ12の可動パイプ12bに第1の実施の形態の切り欠き状の案内溝65に代えて凹陥状のガイド溝85を設け、ジョー42a、42bの開閉時に鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bの移動をこのガイド溝85で案内する構成にしたものである。

【0104】そこで、上記構成のものにあつてはジョー42a、42bの開閉時に可動パイプ12bの前進動作にともない鉗子ユニット6の支持アーム43a、43bが後端側から可動パイプ12bの内部に徐々に引き込まれる動作中、鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bの移動を可動パイプ12bのガイド溝85で案内することができる。そのため、可動パイプ12bの前進動作にともない鉗子ユニット6の支持アーム43a、43bが可動パイプ12bの内部に徐々に引き込まれる動作中、鉗子ユニット6の支持アーム43a、43bが可動パイプ12bのガイド溝85で規制される方向から外れる方向に移動することを防止することができるので、第1の実施の形態と同様に鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bが可動パイプ12bの中心軸方向に寄ってくることを防止して各ジョー42a、42bの支持アーム43a、43bの移動軌道とナイフユニット7のナイフ62とが干渉することを確実に防止することができ

【0105】なお、第1の実施の形態の切り欠き状の案内部65（図5参照）や、第2の実施の形態のガイド溝85（図5参照）に代えて操作パイプ12の可動パイプ12bにガイド用の凸部を設け、ジョー42a、42bの開閉時に鉗子ユニット6の各支持アーム43a、43bの移動をこのガイド用の凸部で案内する構成にしてもよい。

【0106】また、図12（A）、（B）は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子1の第1の変形例を示すものである。本変形例は、ナイフユニット7の動作時にジョー42a、42bのスリット52に沿ってナイフ62が前進した際に、ナイフ62の先端の切り刃部63が各ジョー42a、42bのスリット52の前端部に突き当たる前に各ジョー42a、42bに突き当たる突き当て部66をナイフユニット7のナイフ62先端の切り刃部63の刃付け部以外の場所に設けたものである。

【0107】すなわち、本変形例では図12（B）に示すように各ジョー42a、42bのスリット52におけるナイフ62の入口の開口径より大径のナイフロッド91を設け、ナイフ62の後端にこのナイフロッド91の先端部を連結し、このナイフロッド91の先端部によって突き当て部66を形成したものである。

【0108】そこで、上記構成のものにあつてはナイフユニット7の動作時にはジョー42a、42bのスリット52に沿ってナイフ62が前進した際に、ナイフ62の先端の切り刃部63が各ジョー42a、42bのスリット52の前端部に突き当たる前にナイフロッド91の先端部を各ジョー42a、42bのスリット52におけるナイフ62の入口の開口径の周縁部位に突き当てることができる。そして、ナイフロッド91の先端部が各ジョー42a、42bのスリット52におけるナイフ62の入口の開口径の周縁部位に突き当たった後はナイフ62はそれ以上前進することはできなくなる。

【0109】そのため、本変形例であっても第1の実施の形態と同様にナイフユニット7の前進動作中、ナイフ62の切り刃部63の刃付け部が各ジョー42a、42bのスリット52の前端部に直接当接することを防止して切り刃部63を保護することができるので、ナイフ62の切り刃部63の刃付け部の変形や、刃こぼれによってナイフ62の切れ味が劣化することを確実に防止することができる効果がある。

【0110】さらに、本変形例では簡単な構造でナイフ62の切り刃部63の刃付け部が各ジョー42a、42bのスリット52の前端部に直接当接することを防止できるので、原価も安くすむ。

【0111】また、ナイフユニット7におけるナイフ62と、ナイフロッド61との間に接続部材を介設し、この接続部材を各ジョー42a、42bのスリット52におけるナイフ62の入口の開口径より大きくすることにより、ジョー42a、42bのスリット52に沿ってナ

イフ62が前進した際に、ナイフ62の先端の切り刃部63が各ジョー42a、42bのスリット52の前端部に突き当たる前にこの接続部材を各ジョー42a、42bのスリット52におけるナイフ62の入口の開口径の周縁部位に突き当てる構成にしてもよい。

【0112】また、図13（A）、（B）は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子1の第2の変形例を示すものである。本変形例は図13（B）に示すように鉗子ユニット6のジョー42a、42b間の各組織把持面45a、45bにおける内部側に凹陥状に陥没させた凹陥部101a、101bを設け、各組織把持面45a、45bの凹陥部101a、101bによって生体組織と接触しない組織非接触部を形成したものである。ここで、各組織把持面45a、45bにおける凹陥部101a、101b以外の生体組織との接触部分によって形成される組織把持部102a、102bはジョー42a、42bの外周面に沿った一定幅に設けられている。

【0113】次に、上記構成の作用について説明する。本変形例では図13（B）に示すように鉗子ユニット6のジョー42a、42b間で生体組織Hを把持した際に各組織把持面45a、45bの組織把持部102a、102bで生体組織Hが圧縮される。このとき、各組織把持面45a、45bの凹陥部101a、101bの内壁面には生体組織Hが非接触の状態では保持される。

【0114】そして、鉗子ユニット6のジョー42a、42b間で上述したように生体組織Hを把持した状態で鉗子ユニット6に高周波電流を流した場合、組織把持部102a、102bで圧縮された部分H₁は他の非圧縮部分H₂に比べて抵抗が低いため、この部分に高周波電流が集中して流れる。そのため、各組織把持面45a、45bが全面に互いに生体組織Hに接触し、凝固時の電流密度が低くなる場合に比べて生体組織Hとの接触面積を小さくすることができるので、本変形例では組織把持部102a、102bで圧縮された部分H₁に効率良く、高周波電流を集中して流すことができる。したがって、ジョー42a、42bの外形寸法を大きくして、ナイフ62の切開長を長くした場合でも組織把持部102a、102bで圧縮された部分H₁の周辺を効率良く凝固させることができる。

【0115】なお、鉗子ユニット6のジョー42a、42b間の各組織把持面45a、45bにおける内部側のスリット52に沿って組織把持部102a、102bを形成し、各組織把持部102a、102bの外周部位に凹陥部101a、101bを配置する構成にしてもよい。この場合には組織把持部102a、102bで圧縮された部分H₁に高周波電流を集中して流した際に、生体組織Hの凝固が進むと凝固範囲がジョー42a、42bの外側に広がるため、内視鏡で生体組織Hの凝固の様子を観察し易い効果がある。

【0116】また、図14（A）、（B）は第1の実施

の形態のバイポーラ鉗子1の第3の変形例を示すものである。本変形例は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子1の手元側の操作部4の構成を次の通り変更したものである。

【0117】すなわち、本変形例ではバイポーラ鉗子1の手元側の操作部4に固定ハンドル111と、この固定ハンドル111に対して開閉可能な可動ハンドル112とが設けられている。さらに、各ハンドル111、112の基端部には手指を挿入する指入れリング111a、112aがそれぞれ設けられている。

【0118】また、固定ハンドル111の先端部には略U字状に分岐されている。そして、前側の分岐部には挿入部2の基端部に連結される連結部113が形成され、後ろ側の分岐部には可動ハンドル112との連結部114が形成されている。

【0119】さらに、可動ハンドル112の先端部には鉗子ユニット6との連結部115と、固定ハンドル111との連結部116とが設けられている。ここで、固定ハンドル111の連結部114と可動ハンドル112の連結部116との間はピン117を介して回動可能に連結されている。

【0120】また、本変形例の操作部4には第1の実施の形態の無段階式のラチェット機構71（図9および図10参照）とは異なる構成の無段階式のラチェット機構121が設けられている。このラチェット機構121は次のように構成されている。

【0121】すなわち、可動ハンドル112における指入れリング112a側の端部には固定ハンドル111の指入れリング111aの下方に延出される略円弧状の可動ハンドルアーム122が形成されている。

【0122】さらに、固定ハンドル111の指入れリング111aの下縁部には図14（B）に示すように可動ハンドルアーム122と離間対向配置される傾斜面123が形成されている。この傾斜面123は可動ハンドルアーム122の上縁円弧部122aとの間の離間距離が前方に向かうにしたがって徐々に大きくなるように設定されている。なお、可動ハンドルアーム122の上縁円弧部122aと固定ハンドル111の傾斜面123との間の拡開角度 β は鋭角な適宜の角度に設定されている。

【0123】さらに、固定ハンドル111には指入れリング111aとの連結部にロックレバー124の基端部が支軸125を中心に回動可能に連結されている。また、ロックレバー124の中途部には略半円形状の板ばね状のロックアーム126の一端部が固定されている。このロックアーム126の他端部には可動ハンドルアーム122の上縁円弧部122aと固定ハンドル111の傾斜面123との間に挿脱可能に介挿されるくさび部材127が設けられている。このくさび部材127にはロックアーム126の他端部に固定された支軸128と、この支軸128に回転自在に軸支されたくさびパイプ1

29とが設けられている。

【0124】また、本変形例では操作部4の固定ハンドル111に対して可動ハンドル112が最も離れた開位置で待機されている場合にはバイポーラ鉗子1における鉗子ユニット6のジョー42a、42bが図1（B）に示すように拡開された状態で保持されるようになっている。

【0125】そして、この待機状態で、操作部4の固定ハンドル111に対して可動ハンドル112が図14

10（A）中で時計回り方向に回動された場合にはこの可動ハンドル112の回動動作にともない鉗子ユニット6が手元側に引っ張り操作され、鉗子ユニット6のジョー42a、42bの支持アーム43a、43bが操作パイプ12内に引き込まれて鉗子ユニット6のジョー42a、42bが支持アーム43a、43bのばね力に抗して図1（A）に示すように閉じられるようになっている。

【0126】また、操作部4の固定ハンドル111に対して可動ハンドル112を回転させて処置部3の各ジョー42a、42bの開閉操作を行う際に、本変形例の無段階式のラチェット機構121は次のように動作する。

すなわち、常時はくさび部材127のくさびパイプ129が可動ハンドルアーム122の上縁円弧部122aと固定ハンドル111の傾斜面123との間に挿入された状態で保持される。そして、操作部4の固定ハンドル111に対して可動ハンドル112を最も離れた待機位置からハンドル閉方向に動かす動作中は可動ハンドルアーム122からくさび部材127のくさびパイプ129に図14（A）中で、左方向に押出す方向の押圧力が加えられる。そのため、この状態ではくさび部材127のくさびパイプ129と、可動ハンドルアーム122の上縁円弧部122aと、固定ハンドル111の傾斜面123との各接合面間は摩擦係合の解除状態で保持され、固定ハンドル111に対して可動ハンドル112を自由にハンドル閉方向に動かすことができる。

【0127】ここで、操作部4の固定ハンドル111に対して可動ハンドル112を逆にハンドル開方向に回動する場合には可動ハンドルアーム122からくさび部材127のくさびパイプ129に図14（A）中で、右方向に引き込む方向の力が加えられる。そのため、この状態ではくさび部材127のくさびパイプ129が可動ハンドルアーム122の上縁円弧部122aと、固定ハンドル111の傾斜面123との各接合面間に摩擦係合されるので、固定ハンドル111に対して可動ハンドル112がハンドル開方向に回動することが防止され、このときの可動ハンドル112の動きが固定される。なお、可動ハンドル112がハンドル開方向に回動する方向への動きの固定は無段階に行なわれる。

【0128】また、本変形例ではロックレバー124の回動操作によって図14（A）中に実線で示すようにラ

状態と、同図中に仮想線で示すようにラチェット機構121の機能を無効にするオフ状態とに切換え操作するようになっている。

【0129】そして、ロックレバー124が図14

(A)中に実線で示すオン位置で保持されている場合にはくさび部材127のくさびパイプ129が可動ハンドルアーム122の上縁円弧部122aと、固定ハンドル111の傾斜面123との間に挿入された状態で保持され、ラチェット機構121の機能が有効なオン状態で保持されるようになっている。

【0130】また、ロックレバー124が図14(A)中に仮想線で示すオフ位置に回動された場合にはくさび部材127のくさびパイプ129が可動ハンドルアーム122の上縁円弧部122aと、固定ハンドル111の傾斜面123との間から引き抜かれてラチェット機構121の機能を無効にするオフ状態に切換えられるようになっている。

【0131】また、図15および図16は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子1の第4の変形例を示すものである。本変形例は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子1における鉗子ユニット6の後端のソケット部49の構成を次の通り変更したものである。

【0132】すなわち、本変形例の鉗子ユニット6には図15に示した電気接続部141が設けられている。この電気接続部141には第1の実施の形態のマルチルーメンチューブ44の後端面から外部側に突出された2本の棒部材142a、142bが設けられている。これらの棒部材142a、142bは第1の実施の形態のマルチルーメンチューブ44の2つの挿通孔44a、44bに挿入された状態で固定されている。

【0133】また、棒部材142a、142bは芯金143と、この芯金143の外周面を被覆する絶縁チューブ144とによって形成されている。そして、各棒部材142a、142bの先端部はジョー42a、42bの支持アーム43a、43bにそれぞれ連結されている。

【0134】さらに、各棒部材142a、142bにおけるマルチルーメンチューブ44の後端面から外部側に突出された部分の後端部には図15に示すように絶縁チューブ144が被覆されていない芯金143の露出部が形成されており、この芯金143の露出部に金属等の導電材料によって形成された管状電極145が固定されている。これにより、管状電極145全体がマルチルーメンチューブ44の外部側に露出して設けられている。

【0135】また、この電気接続部141に対応して鉗子ユニット接続部15の内部には図16に示すようにソケット受け146が設けられている。このソケット受け146には管状電極145を位置決めして受け入れる受け溝部147が設けられている。

【0136】そして、本変形例の鉗子ユニット6の電気接続部141が鉗子ユニット接続部15に挿入された場

合には受け部材53の収納凹部53a内の2つの接続電極54が2つの管状電極145に両側からそれぞれ圧接されて管状電極145と接続電極54とが電気的に接続されるようになっている。

【0137】そこで、本変形例ではマルチルーメンチューブ44から管状電極145を直接延長すればよく、第1の実施の形態における鉗子ユニット6のソケット部49が不要となる。そのため、第1の実施の形態に比べて安価にでき、使用者にとって消耗品である鉗子ユニット6の買い替えが比較的容易であるという効果がある。

【0138】なお、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

記

(付記項1) 通電可能な把持部材を弾性部材の弾性力を利用して開閉するバイポーラ鉗子で、把持部材とは独立して動作する切開手段を有する鉗子において、把持部材を付勢する弾性部材と切開手段を並列に配置した鉗子。

【0139】(付記項2) 前記弾性部材、切開手段を挿入部中心軸からオフセットされた位置に配置した付記項1の鉗子。

(付記項3) 前記弾性部材と係合するシースの先端に弾性部材のオフセット位置を維持するための案内手段を設けた付記項2の鉗子。

【0140】(付記項4) 前記案内手段はシース内壁に弾性部材と係合するよう設けられた凹部である付記項3の鉗子。

(付記項5) 前記案内手段はシースに設けたスリットである付記項3の鉗子。

【0141】(付記項1～5の従来技術) USP5, 458, 598 (先行例1)ではFIG. 4に示されるように互いが絶縁された関係にある一対の把持部材(22, 24)と組織を切開するためのナイフブレード(62)を有する鉗子でこの把持部材は把持部材を開く方向に付勢する円形断面の弾性部材に接続されている。ここで弾性部材は中心軸に対して対称に配置され、ナイフブレードは中心軸上に配置されている。ナイフブレードは中心軸方向に前後動が可能であり、把持部材はパイプ(14)の先端より突出した状態で弾性部材によって開き、パイプの先端と弾性部材に係合したときFIG. 2に示されるように閉じる。

【0142】また、USP5, 573, 535 (先行例2)では先行例1同様互いが絶縁された関係にある一対の把持部材(44, 45)と組織を切開するためのブレード(52)を有する鉗子でこの把持部材は板状の接続部材(38)に開方向に付勢された状態で接続されている。このとき接続部材は板状で中心軸に対して対称に配置され、ブレードも中心軸上に配置されている。構造的

に先行例1と若干異なるが動作方法は先行例1と同じである。

【0143】(付記項1～5が解決しようとする課題)

これらの鉗子では把持した組織を確実に切開するためには十分な把持力が必要となる。このとき把持部材に接続される部材は軟らかすぎると組織を抑え込む力が弱くなり十分な把持力を得ることができない。よって十分な把持力を得るためには接続部材はなるべく大きい断面係数(断面係数が大きい程固いバネになる)が必要となる。これら先行例に示したような接続部材の配置では

(特に鉗子の細径化を考えた場合)切開手術との干渉を考慮しなければならないため断面係数の大きい接続部材を配置することは困難になり、結果的に把持力の弱い鉗子になってしまう。

【0144】(付記項1、2の課題を解決するための手段) 接続部材(弾性部材)と切開手段を中心軸対称ではなく並列に配置することによって互いの干渉を考慮する必要がなくなるため接続部材の断面係数を大きくすることが可能となる。

【0145】(付記項3～5の課題を解決するための手段) 把持部材を中心軸に対して非対称に配置した場合その閉動作において接続部材が中心方向によってしまい全体の軸がずれてしまう。このずれを防ぐために接続部材の位置を案内する案内手段を設けた。

【0146】(付記項1～5の効果) 鉗子を細径化しても接続部材の断面係数が大きく取れるため十分な把持力を有する鉗子を提供することができる。

(付記項6) 前記弾性部材の少なくとも一部は丸形を部分的に切り欠いた半円形の断面形状である付記項1の鉗子。

【0147】(付記項6が解決しようとする課題) しかし、先行例に示されているようなバネの力に逆らって把持部材を閉じるタイプの鉗子では弾性部材が一定の断面形状であると把持力を得るために断面係数を大きくすればバネが固く反力が大きくなるため開閉がスムーズにできなくなる。開閉をスムーズに行うために一様に断面係数を小さくすれば前述のように把持力が小さくなり組織の切開が確実に行えなくなる可能性がある。

【0148】(付記項6の課題を解決するための手段)

把持部材を付勢するバネの開閉に関わる手元側付近の断面係数は小さく、組織を把持した状態で関わる先端側付近の断面係数は大きくなるよう断面係数が一様でなく位置によって異なる形状とした。

【0149】(付記項6の効果) 手元側の断面係数が小さいので開閉はスムーズに行われる。先端側の断面係数は大きいので組織を把持したときはバネが固く強い把持力が得られる。つまり、スムーズな開閉で強い把持力が得られる。

【0150】(付記項7) 第1のハンドルと第2のハンドルを相対的に回転させて、処置部の開閉操作を行う

とともに第1のハンドルに対して第2のハンドルを少なくとも一方向に動かないように固定する手段を有する手術用鉗子において、ハンドルの固定手段が次の構成からなるもの。第1のハンドルに設けられた、略平面または略円周面を有する第1固定部材と、第2のハンドルに設けられた略平面または略円周面を有する第2固定部材と、第1固定部材と第2固定部材の間にあるくさび部材と、くさび部材を第1の方向に押す押圧手段と、押圧手段に逆らってくさび部材を第2の方向に移動する移動手段からなるもの。

【0151】(付記項8) 付記項7において、くさび部材が第1、第2固定部材の両者と摩擦係合する第1の位置と、移動手段によって第2の方向に移動して少なくとも第1、第2固定部材の一方との摩擦係合が解除された第2の位置の間を移動するもの。

【0152】(付記項9) 付記項8において、前記摩擦係合が、第1、第2固定部材が互いに反対方向に移動する時に起こるもの。

(付記項10) 付記項7～9において、第1固定部材の略円周面は第1のハンドルと略同心なものの。

【0153】(付記項11) 付記項7～10において、くさび部材は第1、第2のハンドルの一方に軸支されたアーム部材によって支持され、前記移動手段はアーム部材を押すピン部材を有し、前記アーム部材は斜面と溝を有し、ピン部材が斜面を押すことでくさび部材を前記第2の位置に移動し、更に選択的にピン部材と溝が一時的に結合状態を保つことで、くさび部材を前記第2の位置に保持するもの。

【0154】(付記項12) 付記項7～11において、くさび部材は前記アーム部材に対して回転可能であるもの。

(付記項13) 付記項12において、くさび部材は軸支された円筒状の部材であるもの。

【0155】(付記項14) 付記項7～13において、前記移動手段が前記ピン部材の位置を移動させるロック解除レバーを有するもの。

(付記項15) 付記項7～14において、第1と第2の固定部材間の距離が第1の方向にいくほど近いもの。

【0156】(付記項7～15の効果) 使用者の好む最適な位置でハンドルの固定が可能で、また従来のラチェットに比べ耐久性がある。

(付記項16) 略円形断面部分を有する管状部材と、管状部材の先端に設けられた少なくとも2つのジョーと、管状部材の手元端に設けられた少なくとも2つの接続電極と、接続電極と2つのジョーを電氣的に接続する手段とを有する鉗子ユニットと、鉗子ユニットに着脱可能に接続してジョーの開閉を行うとともに、鉗子ユニットの接続電極と電氣的に接続可能な電極を有するハンドルユニットと、からなるバイポーラ鉗子において、接続電極は管状部材の略円形断面に対して並列に設けられ、

少なくともその一部が管状部材から露出していることを特徴とするバイポーラ鉗子。

【0157】(付記項17) 付記項16において、接続電極は二つのジョーに異なる電位を通電するため、互いに絶縁されているバイポーラ鉗子。

(付記項18) 付記項16、17において、接続電極は管状部材から全周が露出した細長い部材でできているバイポーラ鉗子。

【0158】(付記項19) 付記項16、17において、接続電極は外部に露出している全長にわたって、その断面の一部が樹脂からなる絶縁部材に埋没されて設けられているバイポーラ鉗子。

【0159】(付記項20) 付記項17～19において、接続電極の絶縁は樹脂のマルチルーメンチューブによって行われるバイポーラ鉗子。

(付記項21) 付記項16～20において、接続電極及びハンドルユニットの電極には抵抗を下げる表面処理がなされたバイポーラ鉗子。

【0160】(付記項22) 付記項21において、表面処理は金メッキであるバイポーラ鉗子。

(付記項23) 付記項22において、表面処理はニッケルクロムメッキであるバイポーラ鉗子。

【0161】(付記項24) 付記項16～23において、鉗子ユニットには遠位端から手元端まで貫通したチャンネルが設けられているバイポーラ鉗子。

(付記項25) 付記項24において、チャンネルには先端にナイフブレードを有するナイフロッドを挿通可能なバイポーラ鉗子。

【0162】(付記項16～25の従来技術) 内視鏡下手術用鉗子に関する。独特DE2734847C2、特願平7-241674号は、バイポーラ凝固鉗子でありジョーを有する管状部分(鉗子ユニット)がハンドルから着脱可能であり、管状部分の末端部に管状部分とハンドルとの電氣的接続を行う2つの互いに絶縁された電極が直列に設けられている。

【0163】(付記項16～25が解決しようとする課題) 先行例では2つの電極を直列に配置するとともに互いに絶縁するため、電極の間に円筒状の絶縁材を設けている。そのため、直列方向に電気接続部が長くなり、その結果ハンドル全体が大きくなってしまいう問題があった。さらに絶縁材と電極を接続する時に強度を保つ必要があるため、管状部材の外径を小さくできないという問題があった。管状部材の外径を小さくすることは鉗子の多機能化を考えると、例えば鉗子の外径を維持したまま貫通したチャンネルを設ける場合等に切実な問題となっている。

【0164】(付記項16～25の目的) 付記項16～25は以上の問題を解決することを目的とする。

(付記項16～25の課題を解決する手段及び作用) 略円形断面部分をもつ鉗子ユニットがハンドルユニット

から着脱可能なバイポーラ鉗子において、鉗子ユニットの少なくとも2つの接続電極を略円形断面に対して並列に設けた。接続電極がハンドルユニットの電極と電氣的に接続される。

【0165】(付記項16～25の効果) 2つの接続電極を設ける時に、並列に設けることで構造が簡略化でき、絶縁部材を直列に配置することが不要であり、鉗子ユニットを細径化できるとともにハンドルユニットと鉗子ユニットの電気接続部を短くできる。すなわち、ハンドルを小さくできる。

【0166】(付記項26) 相対移動する第1と第2のシャフトと、第1のシャフトに接続された第1のシャフト接続手段と、第1のシャフト接続手段に連結され、第1のシャフト接続手段を進退させる第1のハンドルと、第2のシャフトに接続された第2のシャフト接続手段と、第2のシャフト接続手段と第1のハンドルを支持する第2のハンドルと、を有する内視鏡下手術用鉗子において、第1のシャフト接続手段が前後に移動した時、第1のシャフト接続手段を第1のシャフトに平行に保持する案内手段を有し、案内手段は第1及び第2のハンドルの外部に露出して設けられていることを特徴とする内視鏡下手術用鉗子。

【0167】(付記項27) 付記項26において、第2のシャフトの遠位端に接続された一対のジョーを有し、第1のシャフトと第2のシャフトが相対的に移動する時、第1のシャフトがジョーの上を覆うことでジョーが開閉する内視鏡下手術用鉗子。

【0168】(付記項28) 付記項26、27において、第1のシャフト接続手段は第1のハンドルに対して第1のシャフトの中心軸を基準に第1のシャフトとともに回転可能に支持され、第1のシャフト接続手段には回転操作手段が設けられた内視鏡下手術用鉗子。

【0169】(付記項29) 付記項28において、第2のシャフト接続手段は第2のハンドルに対して第1のシャフトの中心軸を基準に回転可能に支持され、前記回転操作手段の回転操作は前記案内手段を介して第2のシャフト接続手段及び第2のシャフトに伝達される内視鏡下手術用鉗子。

【0170】(付記項30) 付記項26乃至29において、前記案内手段は第2のハンドルに設けられた少なくとも一つの棒部材からなり、棒部材は第1のシャフト接続手段を貫通している内視鏡下手術用鉗子。

【0171】(付記項31) 付記項30において、棒部材の一端は第2のシャフト接続手段に固定されている内視鏡下手術用鉗子。

(付記項32) 付記項31において、棒部材の他端は棒部材の位置決めを行う略円筒部材に固定されている内視鏡下手術用鉗子。

【0172】(付記項33) 付記項26～32において、第1、第2のハンドルは使用者の片手で操作可能

で、回転操作手段は第1のハンドルの略上にあり、操作者の第1のハンドルを操作する指と同一の指で操作可能な内視鏡下手術用鉗子。

【0173】(付記項34) 付記項27～33において、ジョーにバイポーラ電位を通电できる内視鏡下手術用鉗子。

(付記項26～34の従来技術) 内視鏡下手術用鉗子に関する。USP4393872、独特DE19512640C2のように、パイプとジョーを相対的にスライドしてジョーを開閉させるものがあった。USP4655219のようにスライダーに接続されたパイプを前後にスライドしてジョーを開閉させるものがあった。スライダーはハンドル本体の案内手段によって案内されている。USP5611813も同様だが、パイプの手元側はハンドル内のシリンダで保持されている。この先行例では、パイプは旋回するハンドルに接続されている。また先端ジョーを挿入部の中心軸の周りに回転させる回転機構はない。USP5611808はジョーを前後にスライドして開閉させる。また、先端ジョーの回転機構を有する。特開平9-84808号公報はパイプを前後にスライドしてジョーを開閉させる。また、鉗子ユニットとハンドルユニットに分解可能である。また、可動ハンドルの上に回転操作手段があり、挿入部を片手で回転操作可能であった。パイプと鉗子ユニットは突起44aで周方向は結合されており、回転操作手段の回転力はパイプに伝達された後、突起を介して鉗子ユニットに伝達されていた。

【0174】(付記項26～34が解決しようとする課題) USP4393872、独特DE19512640C2の構造ではパイプをスライドさせる時にパイプに対して斜めの力が加わると、パイプが曲がるという問題があった。この問題はパイプの外径や肉厚が小さい時、特に顕著に発生し、鉗子を細径化する時の妨げとなっていた。その防止のため、USP4655219ではスライダを支持する案内手段を設けていた。またUSP5611813ではパイプをハンドル内のシリンダで支持していた。しかし、両者にはジョーの回転機構が無く、操作性が悪かった。また、個別に見れば、USP4655219はスライダ方式のハンドルであり、ジョーの開閉に強い操作力が要求され、一般的に内視鏡下手術用鉗子では用いられていないものである。USP5611813は、閉鎖されたシリンダ内でパイプが支持されるため、使用後の洗浄が面倒であった。USP5611808は、回転操作可能だがこの構成ではジョーがハンドルに対して移動してしまい、操作性がよくなかった。独特DE19512640C2は回転操作の手段(プラグ継ぎ手)が鉗子の手元端にあり、ハンドル操作時に回転操作手段に手が届かず、両手を使わないと回転操作が不可能であった。特開平9-84805号公報は、片手で回転可能な位置に回転操作手段があったが、鉗子ユニット

に突起が必要であり、鉗子ユニットを細径化する場合には同様な構造が採用できず問題となっていた。

【0175】(付記項26～34の目的) 付記項26～34は以上の問題を解決することを目的とする。

(付記項26～34の課題を解決する手段及び作用)

旋回する可動ハンドルを有するとともに、ジョーがハンドルに対して定位置を維持したまま、可動パイプにより開閉する。また、可動パイプに平行に可動パイプを保持する案内手段を設けた。さらに、可動ハンドルの略上に可動パイプ接続手段と回転操作手段を設けた。可動ハンドルを操作して可動パイプを進退させると、ハンドルに対してジョーは定位置のまま開閉する。この時、可動ハンドルに接続された可動パイプ接続手段に対しては上下に力がかかるが、案内手段があるため可動パイプ接続手段は上下には動くことなく水平に移動する。さらに、可動パイプ接続手段に設けられた回転操作手段を回転させると、回転力が案内手段を介して、先端ジョーに伝達され、ジョーが回転する。また、回転操作手段は可動ハンドルの略上にあるため、可動ハンドルを操作する指と同一の指で操作でき、すなわち片手操作できる。

【0176】(付記項26～34の効果) 可動パイプに曲げの力がかからず変形を防止でき、鉗子ユニットの外径を小さくできる。また、旋回式のトリガーにより、ジョーが定位置のまま開閉し、操作しやすい。さらに、ガイド棒はハンドルの外に露出されているため、洗浄しやすい。また、トリガーのほぼ真上にあるため、人差し指で届く回転ノブによって、片手でハンドルを握ったまま鉗子ユニットを回転できるため操作性がよい。また、鉗子ユニットと可動パイプが同時に回転するため、回転時の摩擦低減が可能である。また、鉗子ユニットには突起等の手段が不要であり、構造が簡略化できるとともに細径化できる。

【0177】

【発明の効果】本発明によれば一対の把持部材の開閉動作時の把持部材の支持要素の移動軌道上から外れた位置に切開手段をオフセット状態で並列に配置したので、体内に挿入される挿入部を細径化しても把持部材の支持要素の断面係数を大きく取ることができ、十分な把持力を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施の形態を示すもので、(A)はバイポーラ鉗子全体の概略構成を示す側面図、(B)はバイポーラ鉗子の先端部のジョーが開いている状態を示す側面図。

【図2】 第1の実施の形態のバイポーラ鉗子をユニット毎に分解した状態を示す側面図。

【図3】 (A)は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子の先端部のジョーを示す側面図、(B)は(A)のB-B線断面図、(C)は(A)のC-C線断面図。

【図4】 (A)は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子

31

の鉗子ユニット後端部の横断面図、(B)は(A)のB-B線断面図、(C)は(A)のC-C線断面図。

【図5】 (A)は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子におけるハンドルユニットの鉗子ユニット接続部の内部構成を示す縦断面図、(B)は(A)のB-B線断面図。

【図6】 第1の実施の形態のジョーの弾性部材とナイフユニットとの配置状態を示す要部の横断面図。

【図7】 (A)は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子の先端部におけるナイフの装着状態を示す縦断面図、(B)は同平面図。

【図8】 (A)は第1の実施の形態のバイポーラ鉗子における回転ノブの取付け構造を示す縦断面図、(B)は(A)のB-B線断面図。

【図9】 第1の実施の形態のバイポーラ鉗子のラチェット機構の機能を有効にするオン状態を示す要部の縦断面図。

【図10】 第1の実施の形態のバイポーラ鉗子のラチェット機構の機能を無効にするオフ状態に切換えた状態を示す要部の縦断面図。

【図11】 本発明の第2の実施の形態のバイポーラ鉗子を示す要部の横断面図。

32

【図12】 第1の実施の形態のバイポーラ鉗子の第1の変形例を示すもので、(A)はバイポーラ鉗子の先端部におけるナイフの装着状態を示す縦断面図、(B)は同平面図。

【図13】 第1の実施の形態のバイポーラ鉗子の第2の変形例を示すもので、(A)はバイポーラ鉗子の先端部における生体組織の把持状態を示す平面図、(B)は(A)のB-B線断面図。

【図14】 第1の実施の形態のバイポーラ鉗子の第3の変形例を示すもので、(A)はバイポーラ鉗子の手元側の操作部全体の概略構成を示す側面図、(B)は無段階式のラチェット機構の要部の側面図。

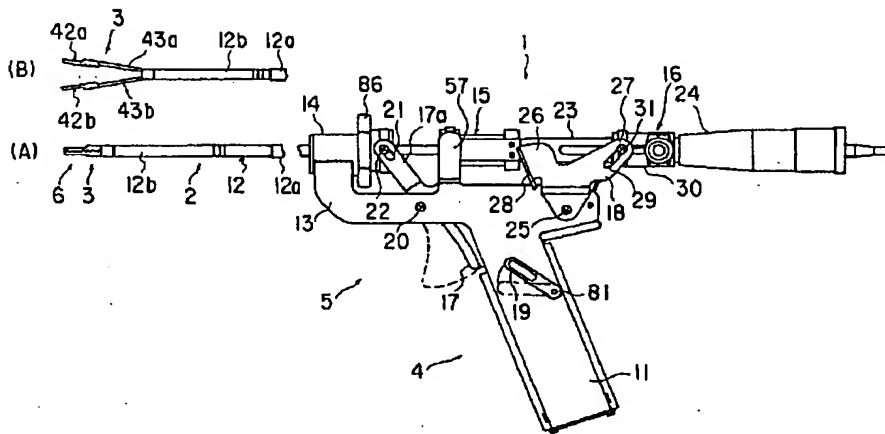
【図15】 第1の実施の形態のバイポーラ鉗子の第4の変形例を示す要部の縦断面図。

【図16】 第4の変形例の鉗子ユニット接続部の内部構成を示す縦断面図。

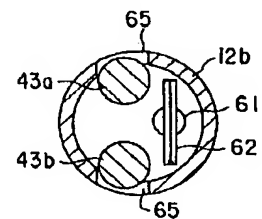
【符号の説明】

- 2 挿入部
4 2 a, 4 2 b ジョー (把持部材)
4 3 a, 4 3 b 支持アーム (支持要素)
6 2 ナイフ (切開手段)
H 生体組織

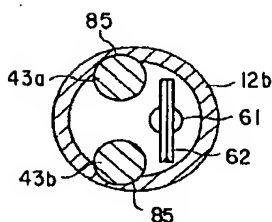
【図1】



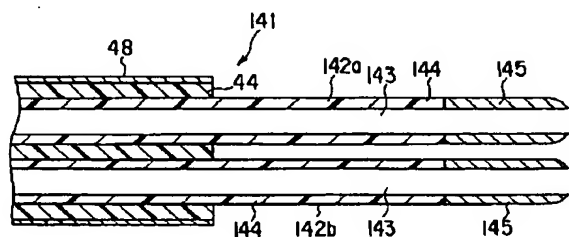
【図6】



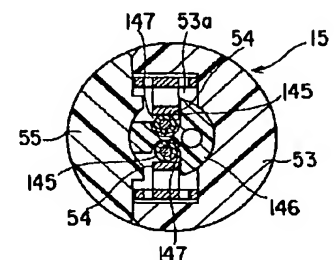
【図11】



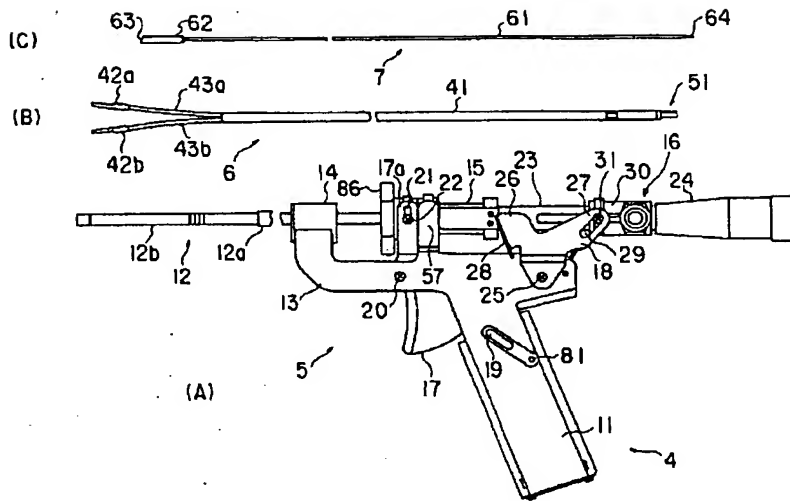
【図15】



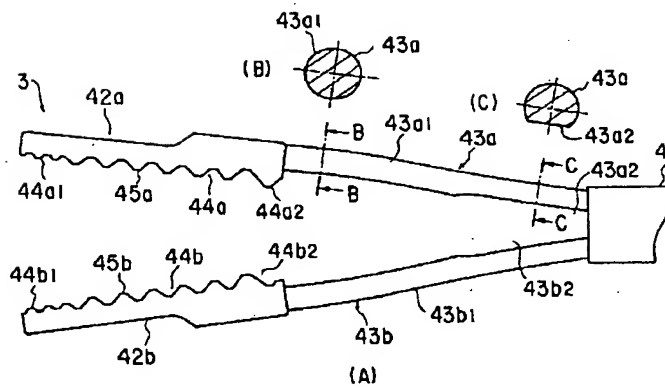
【図16】



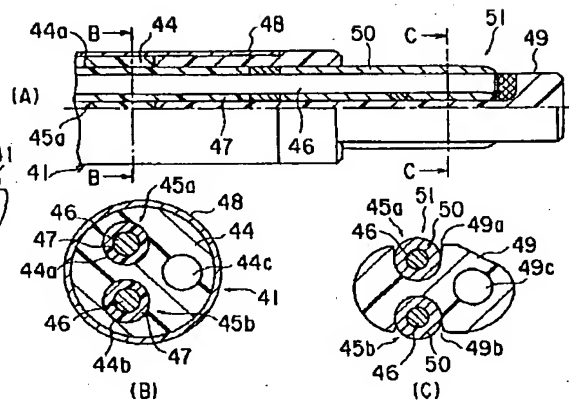
【図2】



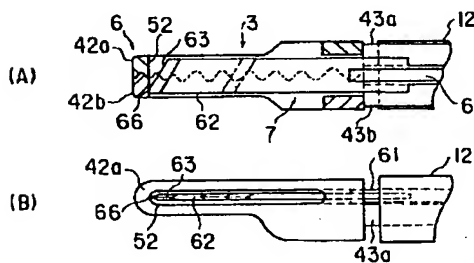
【図3】



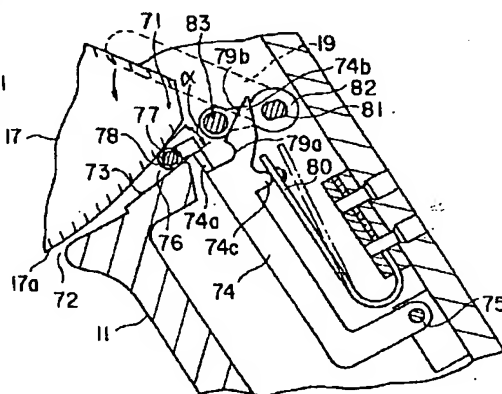
【図4】



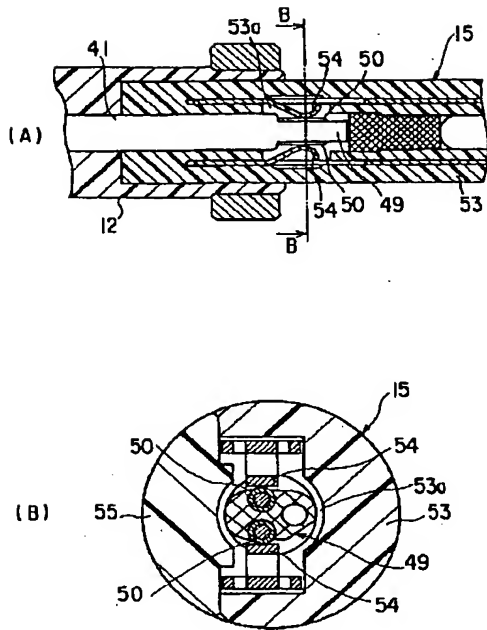
【図7】



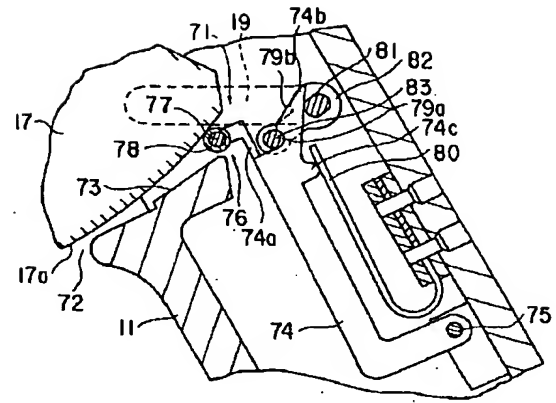
【図9】



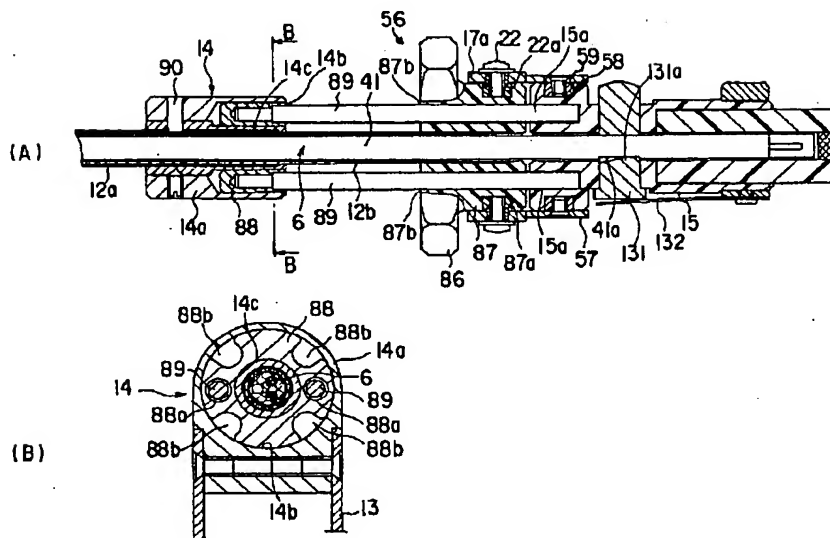
【図 5】



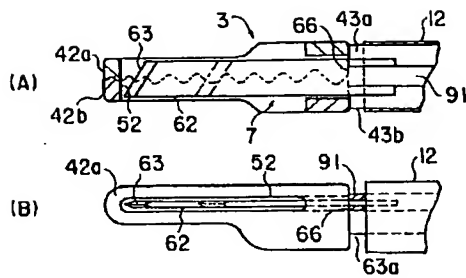
【図 10】



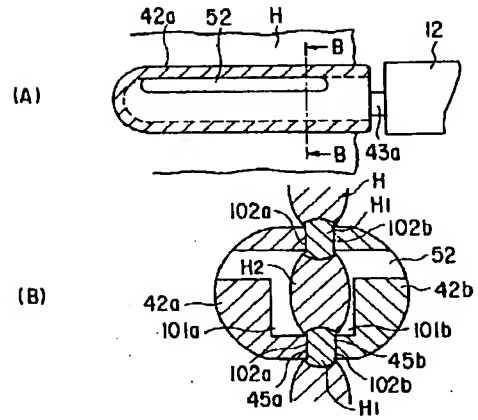
【図 8】



【図 12】



【図 13】



【図 14】

